

© EPDOC / EPO

IC - A61B5/055 ; G01R33/421 ; G01R33/20
PN - JP8052123 A 19960227
PD - 1996-02-27
PR - JP19940209404 19940811
OPD - 1994-08-11
TI - MRI SYSTEM
IN - IIZUKA MASAHIRO; YOSHINO HITOSHI
PA - HITACHI MEDICAL CORP

© WPI / DERWENT

TI - Magnetic resonance imaging appts. - has energy transducer, set outside radio-frequency **shielding**, to detect or control electromagnetic force generated from coil conductor of slope magnetic generation system

PR - JP19940209404 19940811

IC - A61B5/055 ; G01R33/20 ; G01R33/421

PN - JP8052123 A 19960227 DW199618 A61B5/055 008pp

PA - (HITR) HITACHI MEDICAL CORP

AB - J08052123 The appts. includes a static magnetic-field generating circuit (2) which generates a static field spatially to an examined object (1) placed inside a slope magnetic-field generating system which generates a slope magnetic field spatially. A high frequency coil (14a) irradiates an electromagnetic wave and detects the magnetic resonance signal from the object. An image re-composition unit (8) obtains an image which expresses the physical character of the examined object using the magnetic resonance signal. A sequencer (7) controls the inspection conditions to the examined object. The slope magnetic-field generating system has a coil conductor being held by a holding part. An energy transducer arranged outside a radio-frequency **shielding** detects and controls the electromagnetic force generated from the coil conductor. The RF **shielding** interrupts the electromagnetic wave.

- ADVANTAGE - Enables to control vibration and undesired sound. Eliminates influence of high frequency from high frequency coil to energy transducer. Maintains clarity of noise generated from energy transducer. Consists of one kind of transducer as for detecting deformation of coil conductor and restraining deformation by electromagnetic force, thus reducing cost.

- (Dwg.6/6)

OPD - 1994-08-11

AN - 1996-174683 [18]

© PAJ / JPO

PN - JP8052123 A 19960227

PD - 1996-02-27

AP - JP19940209404 19940811

IN - IIZUKA MASAHIRO; others: 01

PA - HITACHI MEDICAL CORP

TI - MRI SYSTEM

AB - PURPOSE: To provide a means for reducing effectively the vibration of the tilted magnetic field coils of MRI system and the noise therefrom preventing deterioration in the image quality due to noise.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

- CONSTITUTION: Tilted magnetic field coils are provided with coil conductors for magnetic fields tilted around three axes fixedly attached to the outside of a bobbin 31 in a cylindrical shape via insulating sheets and a RF shield 35 is fixedly attached to the inside of the bobbin 31. The bobbin 31 disposed immediately outside of the RF shield 35 is molded by resin with a piezoelectric device 30 secured in place therein. When the bobbin 31 is liable to deformation by energization of the coils for producing tilted magnetic fields, the piezoelectric device 30 generates a reverse force, offsetting electromagnetic force and reducing the vibration and noise accompanying the energization of said coils; at this time, the RF shield 35 acts to interrupt the noise from the piezoelectric device 30, preventing deterioration in the image quality due to the noise and also adverse effect of high frequency wave emitted from high frequency coils on the piezoelectric device.

I - A61B5/055 ; G01R33/421 ; G01R33/20

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-52123

(43)公開日 平成8年(1996)2月27日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/055

G 0 1 R 33/421

33/20

7638-2 J

A 6 1 B 5/ 05

3 6 2

G 0 1 N 24/ 02

5 4 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数5 F D (全 8 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号

特願平6-209404

(22)出願日

平成6年(1994)8月11日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 飯塚 正弘

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72)発明者 吉野 仁志

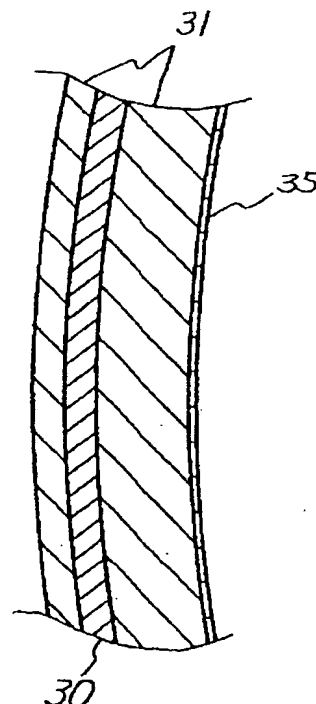
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57)【要約】

【目的】MRI装置の傾斜磁場コイルの振動及びそれに伴う騒音を効率よく減少させるとともに、ノイズによる画質の低下を防止する。

【構成】傾斜磁場コイルは、円筒状のボビン31の外側に3軸の傾斜磁場コイル導体が絶縁シートを介して固定され、ボビン31の内側にRFシールド35が固定されており、RFシールド35の外側であるボビン31内に圧電素子30が樹脂でモールドされ固定されている。圧電素子30は、傾斜磁場コイルの駆動時に発生する電磁力によりボビン31が変形しようとするとき、それと逆の力を発生し、電磁力を打消し、傾斜磁場コイルの駆動に伴う振動、騒音を低減する。この際、RFシールド35は圧電素子30からのノイズを遮断し、ノイズによる画質の低下を防止するとともに、高周波コイルからの高周波の圧電素子への影響を防止する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 検査対象の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記傾斜磁場発生手段の内側に配置され、前記検査対象に電磁波を照射し或いは前記検査対象からの磁気共鳴信号を検出する高周波コイルと、前記磁気共鳴信号を使って前記検査対象の物理的性質を表わす画像を得る画像再構成手段と、検査条件を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段は、少なくとも1のコイル導体と、このコイル導体を保持する少なくとも1の保持部材と、前記コイル導体に発生する電磁力を検出或いは制御するためのエネルギー変換素子と、電磁波等を遮断する少なくとも1のRFシールドとを備え、前記エネルギー変換素子は少なくとも1のRFシールドの外側に配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】 第1及び第2のRFシールドを備え、前記エネルギー変換素子は、第1のRFシールドと第2のRFシールドとの間に配置されていることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】 前記エネルギー変換素子は、電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換する変換素子及び／又は機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換する変換素子であることを特徴とする請求項1又は2記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】 前記エネルギー変換素子は、圧電素子であることを特徴とする請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】 前記制御手段からの情報に基づき、前記エネルギー変換素子に印加する電圧を制御する変換素子制御手段を備えたことを特徴とする請求項1ないし4のいずれか1項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）に関し、特に画像に影響を与えるノイズを防止し、且つ傾斜磁場発生装置が発生する騒音及び振動低減を図ったMRI装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 MRI装置は、静磁場内に置かれた検査対象に電磁波を照射することによって、検査対象内の原子核に核磁気共鳴現象を生じさせ、これにより検査対象から発生する磁気共鳴信号に基づいて検査対象の物理的性質を表す画像を得るもので、静磁場及び傾斜磁場の各磁場発生手段と、磁場発生手段の内側に配置され、検査対象に電磁波を照射し或いは検査対象からの磁気共鳴（NMR）信号を検出する高周波コイルと、検出されたNMR信号を使って画像を再構成する画像再構成手段とを備えている。

2

【0003】 傾斜磁場は、NMR信号に位置情報を付加するために静磁場に重畳して印加されるもので、静磁場発生装置の発生する磁場内に位置させた傾斜磁場コイルとその保持部材とからなり、傾斜磁場コイルにパルス状電流を流すことにより駆動される。この場合磁場内でパルス電流を流すことによってフレミングの左手の法則に従い、電磁力が作用する。そしてこの電磁力が傾斜磁場コイルを変形させようとし、騒音、振動が発生する。このような騒音や振動は検査対象である患者に恐怖感、不快感を与えるので好ましくなく、防音或いは消音することが好ましい。このためMRI装置では従来より装置外周を覆う化粧カバーの内側に吸音材等を設け傾斜磁場の騒音を低減すると共に、傾斜磁場コイルを保持する保持部材に制振部材を用い、制振部材のダンピング特性を利用して振動振幅の絶対値を軽減すると共に、衰減時間を短くする方法を採用していた。

【0004】 しかし化粧カバーの内側に吸音材を配置した場合には、ある程度の消音効果はあるものの、騒音は十分に減衰せず、良好な消音は行えない。また制振部材による制御は、基本的には保持部材にゴム系の材料を交ぜることでダンピング効果を得るものであるため、保持部材の剛性が下がり、傾斜磁場コイルの変位が大きくなる。このような傾斜磁場コイルの変位は、発生する傾斜磁場を変化させ画像劣化を来す。特に近年、MRI装置で行なわれている撮影手法はNMR信号の位相の高精度化が必要であり、このため傾斜磁場コイルの変位は数ミクロンから数十ミクロンオーダーでなければならず、従来の振動の制御方法では対応できなくなっている。

【0005】 一方、各種の騒音を軽減する方法として、騒音と逆位相で同一振幅の音波を付加音源から発生して騒音を消音する能動的消音方法が知られている。この消音方法では、騒音に関係した信号を検出する装置（マイク）と、消音したい場所附近において騒音源からの音響エネルギーを最小にする装置（スピーカ）とが常に耳元に位置しなければ良好な消音はできない。従ってこの消音方法をMRI装置に適用する場合、MRI装置では被検者の位置は撮影部位によって変化するので、マイクやスピーカを被検者に装着しなければならず、被検者に違和感や不快感を与える。

【0006】 また、MRI装置には適用例はないが、圧電素子を使用して装置の振動を検出するとともに、さらに検出された振動と逆位相の振動を発生させ、振動を打ち消す方法が米国特許5022272号などに記載されている。

【0007】 しかしこの米国特許に開示される方法では、複雑な変形を伴うMRI装置の傾斜磁場コイルには直接適用することは困難であり、本発明者らは圧電素子を含むエネルギー変換素子をMRI装置に適用すべく、その配置、制御等についていくつかの提案を行っている。例えば円筒状のボビン（保持部材）にコイル導体を

3

固定した傾斜磁場コイルについて、このボビン内に電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換するエネルギー変換素子を樹脂でモールドし、エネルギー変換素子に印加する電圧を適宜コントロールすることにより、傾斜磁場コイルに発生する電磁力をキャンセルする、また傾斜磁場を発生する主コイルとその傾斜磁場発生によって磁場発生装置に発生する渦電流をキャンセルするシールドコイルと、これらコイルをそれぞれ保持する保持部材とで傾斜磁場コイルが構成される場合には、シールドコイルとその保持部材及び主コイルとその保持部材との間の空隙内にエネルギー変換素子を配置し、樹脂でモールドし、このエネルギー変換素子に印加する電圧をコントロールすることにより、傾斜磁場コイルに発生する電磁力をキャンセルする、また機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換するエネルギー変換素子を用いて、電磁力による傾斜磁場コイルの変形を検出するなどである。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】ところで、MRI装置において高周波コイルにより検査対象から検出されるNMR信号は微弱であるため、外部からのノイズが混入した場合、ノイズが再構成画像にアーチファクトとなって現れ悪影響をもたらす。前述のようにエネルギー変換素子を傾斜磁場コイルに配置した場合、エネルギー変換素子から発生するノイズが画像に与える影響を取り除く必要がある。また逆に検査対象に電磁波を照射する送信用高周波コイルからの高周波によって、センサ或いはアクチュエータとして機能すべきエネルギー変換素子の本来の機能が阻害されるおそれがある。

【0009】本発明は、傾斜磁場コイルに配置したエネルギー変換素子と送信用及び受信用の高周波コイルとの互いの影響をなくし、これによる画質の低下を防止すると共に、傾斜磁場コイルの振動、騒音を効率よく抑制することができるMRI装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】このような目的を達成する本発明のMRI装置は、傾斜磁場発生手段の内側に高周波コイルが配置され、この傾斜磁場発生手段は、少なくとも1のコイル導体と、このコイル導体を保持する少なくとも1の保持部材と、コイル導体に発生する電磁力を検出或いは制御するためのエネルギー変換素子と、電磁波等を遮断する少なくとも1のRFシールドとを備え、エネルギー変換素子は少なくとも1のRFシールドの外側に配置されているものである。RFシールドとして第1及び第2のRFシールドを備える場合には、エネルギー変換素子は、第1のRFシールドと第2のRFシールドとの間に配置されているものである。

【0011】エネルギー変換素子は、電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換する変換素子及び／又は機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換する変換素子で

4

あり、好適な態様においてエネルギー変換素子は、圧電素子である。

【0012】本発明の好適な態様において、MRI装置はエネルギー変換素子に印加する電圧を制御する変換素子制御手段を備え、制御手段からの情報に基づきエネルギー変換素子を制御する。

【0013】

【作用】傾斜磁場コイルが電磁力によって変形しようとするとき、エネルギー変換素子に印加する電気的エネルギーを適宜制御することにより、その変形を打ち消す機械的エネルギーを発生させて、電磁力をキャンセルし、傾斜磁場コイルの振動、騒音を低減する。また電磁力による傾斜磁場コイルの変形は、エネルギー変換素子が機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換することにより検出され、この検出された変形に基づき、電磁力をキャンセルするためのエネルギー変換素子の駆動を制御することができる。この際、エネルギー変換素子は高周波コイルに対しRFシールドの外側に配置されているので、エネルギー変換素子から発生するノイズ等が受信用高周波コイルに検出され、画像に影響を与えることを防止できる。また、逆に送信用高周波コイルからの高周波がエネルギー変換素子に与える影響を防ぎ、効率よく電磁力による変形の検出及び電磁力のキャンセルを行うことができる。

【0014】RFシールドとして第1及び第2のRFシールドを設けた場合にも、両RFシールドとの間にエネルギー変換素子を配置することにより、上述の場合と同様に高周波コイルとの相互作用を防止することができる。またこの場合には外側に位置するRFシールドによって外部からのノイズによるエネルギー変換素子、高周波コイルへの影響をも排除することができ、さらにノイズの少ない画像を得ることができるとともに、エネルギー変換素子の効率を高めることができる。

【0015】また圧電素子は、力を加えて変形させると、その力に比例した電荷を生じ電圧を発生し、逆に電圧を加えると電圧に比例して結晶が変形する圧電現象を生じるものである。エネルギー変換素子としてこのような圧電素子を使用した場合には、1種類のエネルギー変換素子で電磁力による変形を検出するセンサとして、また電磁力をキャンセルするアクチュエータとして機能させることができる。さらにMRI装置では撮影条件で傾斜磁場コイルの電磁力の絶対値、周期が予め決定されるので、撮影条件を制御する制御装置からの情報により傾斜磁場コイルに発生する振動モードが推定できる。その場合には、変形を検出するセンサとしてのエネルギー変換素子を具備しなくても（変換素子をセンサとして用いなくても）、制御装置からの情報に基づき推定された振動を打ち消すようにエネルギー変換素子を駆動することができる。

【0016】

【実施例】以下本発明の実施例を図面を参照して詳細に説明する。図6は本発明のMRI装置の一実施例を示す全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、磁気共鳴現象を利用して被検体1の断層画像を得るもので、そのために必要な充分大きなボア径をもった静磁場発生磁気回路2と、傾斜磁場発生系3と、送信系4と、受信系5と、信号処理系6と、シーケンサ7と、中央処理装置（以下、CPUという）8とを備えている。シーケンサ7は、CPU8の制御で動作し、被検体の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系4及び傾斜磁場発生系3並びに受信系5に送るものであり、CPU8とともに検査条件を制御する制御手段として機能する。

【0017】静磁場発生磁気回路2は、被検体1の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な磁束を発生するもので、被検体1の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式或いは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

【0018】傾斜磁場発生系3は、X、Y、Zの三方向に巻かれた傾斜磁場コイル9とそれぞれのコイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、シーケンサ7からの命令に従って各傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により、被検体1に対するスライス面を設定することができる。これら傾斜磁場コイルには、電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換するとともに、機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換する変換素子として圧電素子30及び電磁波等を遮蔽するためのRFシールド（図示せず）が一体的に設置されている。これら圧電素子30及びRFシールドの配置については後述する。

【0019】送信系4は、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側高周波コイル14aとからなり、高周波発振器11から出力された高周波パルスを送信系4の命令に従って、変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、電磁波が被検体1に照射されるようになっている。

【0020】受信系5は、受信側高周波コイル14bと増幅器15と直交位相検波器16とA/D変換器17とからなり、送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波による被検体の応答の電磁波（NMR信号）を被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出し、増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力してデジタル量に変換する。この際、A/D変換器17はシーケンサ7からの命令によるタイミングで、直交位相検波器16から出力された二系列の信号をサンプリングし、二系列のデジタルデータを出力

する。それらのデジタル信号は信号処理系6に送られフーリエ変換されるようになっている。

【0021】信号処理系6は、CPU8と磁気ディスク18及び磁気テープ19等の記録装置とCRT等のディスプレイ20とからなり、デジタル信号を用いてフーリエ変換、補正係数計算、像再構成等の処理を行ない、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適当な演算を行なって得られた分布を画像化してディスプレイ20に表示する。

【0022】尚、図6において、傾斜磁場コイル9は、被検体1の周りの空間に配置された静磁場発生磁気回路2の磁場空間内に配置され、さらに傾斜磁場コイル9の内側に送信側及び受信側の高周波コイル14a、14b（1つの高周波コイルが送受信を兼ねる場合もある）が配置されている。

【0023】次に本発明における傾斜磁場コイルの構成を更に詳述する。図2は本発明の第1の実施例である円筒状の傾斜磁場コイルの斜視図で、説明のためにその一部を拡大して示している。本実施例において傾斜磁場コイル9はX、Y、Z方向に線形に変化する磁場を発生するX傾斜磁場コイル導体21a、Y傾斜磁場コイル導体21b及びZ傾斜磁場コイル導体21cと、それらを保持する保持部材であるFRP製ボビン31と、銅などの導電材料からなる箔状のRFシールド35とから構成され、さらに図2には示されていないが、電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換するエネルギー変換素子として圧電素子が備えられている。

【0024】ボビン31の外側には、X傾斜磁場コイル導体21aが固定され、その外周に絶縁シート32を介してY傾斜磁場コイル導体21bが固定され、さらにその外周にZ傾斜磁場コイル導体21cが絶縁シート33を介して固定されている。これらコイル導体は接着剤で接着、もしくはネジ止めされている。また、ボビン31の内側にはRFシールド35が接着剤で固定されている。

【0025】圧電素子は、このような構成の傾斜磁場コイルのコイル導体の層或いはボビンの層の少なくとも1つの層に隣接して或いは層内に配置される。圧電素子の配置の1例を図2の拡大図である図1に示す。ここで圧電素子30はボビン31内に樹脂モールドされて配置されている。この場合、圧電素子は円筒状の一体のものとして配置してもよいが、円周上に分割して配置してもよい。尚、圧電素子としては、圧電現象を生じるBaTiO₃系、PbZrO₃-PbTiO₃系などの圧電セラミックスが好適に用いられる。

【0026】一般に圧電素子は分極方向の変換効率が他の方向より大きいので、圧電素子に電圧を印加したときにほぼその分極方向のみ歪を与えることができ、その配置（固定）される面に平行な方向が分極方向であるものを用いることが好ましい。尚、圧電素子は厚み方向に

7

分極方向を有するものが一般的であり、その場合、厚み方向に多数の圧電素子を積層して、分極方向が面方向になるようにしたものを用いることができる。

【0027】また圧電素子を円周上に分割して配置する場合には、円周方向と軸方向のそれぞれの変形を制御するために、分極方向が円周方向となるような配置と、分極方向が軸方向となるような配置とを組合せて配置することが好ましい。

【0028】尚、圧電素子は電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換する素子（アクチュエータ）として、また機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換する素子（センサ）としても、さらに両者を兼ねるものとしても機能させることができる。圧電素子をセンサとして配置する場合には、圧電素子として円周上に分割し、その一部はボビンに全面が固定されたものとし、他の一部は素子の中央部はボビンに固定されずに両端部のみがボビンに固定された構造とし、このような固定方法の異なる素子を組合せることにより、複雑な変形を効率よく検出することができる。

【0029】以上述べたような傾斜磁場コイルにおける圧電素子の配置では、RFシールドを最内層とし、その外側に圧電素子を配置しているので、RFシールド35によって、受信用高周波コイルへの圧電素子30からのノイズが遮断され、送信用高周波コイルからの高周波が遮断され圧電素子の動作に影響を与えることがない。

【0030】尚、以上の実施例においては傾斜磁場コイルとして、傾斜磁場を発生する3軸方向の傾斜磁場コイルと、それを保持するボビンと、RFシールドとからなる構成について説明したが、本発明は、傾斜磁場を発生する主コイルと、その傾斜磁場発生によって磁場発生装置に発生する渦電流をキャンセルするシールドコイルと、これらコイルをそれぞれ保持するボビンとで構成され傾斜磁場コイルについても適用できることは言うまでもない。この場合には、シールドコイルを保持するボビン内にも圧電素子を配置し、樹脂でモールドすることができる。

【0031】次に、本発明の第2の実施例として第1及び第2のRFシールドを備えた傾斜磁場コイルについて説明する。その構造を図3に示す。この実施例も図2と同様の円筒状の傾斜磁場コイルで、ボビンの外側にX傾斜磁場コイル導体21a、Y傾斜磁場コイル導体21b及びZ傾斜磁場コイル導体21cが順次絶縁シート32、33を介して固定された構造を有している。第1のRFシールド35aはZ傾斜磁場コイル導体21cの外周に絶縁シート34を介して固定され、第1のRFシールド35aの外周に圧電素子30、さらにその外周に第2のRFシールド35bが固定されている。圧電素子30は図2の実施例と同様に円周上に分割しても一体のものでよく、分割した場合には上述した実施例と同様に圧電素子の分極方向が円周方向となるような配置と、分

8

極方向が軸方向となるような配置とを組合せて配置する、或いは全面がボビンに固定されたものと、素子の中央部はボビンに固定されずに両端部のみがボビンに固定されたものとを組合せる等、圧電素子の機能に合せて適宜選択する。

【0032】この実施例では、圧電素子30は2層のRFシールド35a、35bによって挟まれた構造をしているので、図2の実施例と同様に圧電素子30と高周波コイルとの好ましくない相互作用を除去できるのみならず、外界からの高周波も遮断し、よりノイズの少ない画像を得ることができ、またより効率よく圧電素子を動作させることができる。

【0033】次に以上のように配置された圧電素子の制御について説明する。図4は、機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換するエネルギー変換素子（センサ）である圧電素子40で傾斜磁場コイルの変形を検出し、その検出値により、傾斜磁場コイルの電磁力をキャンセルするアクチュエータとして機能する圧電素子30に印加する電圧をコントロールする制御のブロック図である。図において、圧電素子30は電源44及び制御装置42aに接続されている。制御装置42aは、センサである圧電素子40に接続されている。センサとしての圧電素子40は、圧電素子30の近傍に配置してもよく、また圧電素子30を切り替えて圧電素子40としてもよい。

【0034】この制御において、まず傾斜磁場コイルに電流を流したときに生じる電磁力で発生するボビンの変形量を圧電素子40が検出し、その変形量に応じた電圧を出力する。制御装置42aは、圧電素子40の発生する電圧をA/D変換するとともに、必要に応じて重み係数を乗じ、その値がゼロとなるように圧電素子30に印加する電圧のデジタル量を決定する。そしてそのデジタル量に基づき電源を駆動し、その出力によって圧電素子30を駆動する。圧電素子30、40を円周方向に複数個分散して配置することにより、効果的に振動、騒音を抑制することができる。

【0035】図5は、シーケンサ7の傾斜磁場駆動情報に基づいて圧電素子の駆動を制御する場合を示したものである。ここでシーケンサ7の傾斜磁場駆動情報としては、傾斜磁場強度、印加タイミング、印加軸が利用される。

【0036】図4の構成において、制御装置42bは、予め各圧電素子30に加える電圧の比率（重み付量）を求めメモリに格納しておき、この重み付量に基づき、各圧電素子に印加する電圧を決定する。重み付量は以下のように決定される。まず3軸の傾斜磁場コイルのうちX軸のみ、ある傾斜磁場強度（ G_0 ）で駆動し、そのときに発生する各部の圧電素子の電圧をA/D変換し、その値を制御装置43のメモリに格納する。同様にY、Z軸の傾斜磁場の場合についても各部の圧電素子の電圧の値

9

を求めメモリに格納する。これら各軸の傾斜磁場駆動に伴う各圧電素子30に加える電圧について、その比率を演算し、重み付け量(k_x 、 k_y 、 k_z)とする。そして実際の撮影時に、制御装置42bはシーケンサ7から傾斜磁場駆動情報を取込み、印加軸とその傾斜磁場強度の情報から全体の傾斜磁場強度を求め、その値を各圧電素子ごとに重み付けし、その信号で各圧電素子の電源44を駆動し圧電素子30に電圧を印加する。この圧電素子駆動のタイミングは、シーケンサ7からの印加タイミング情報に合せて行う。ところで、実際の撮像シーケンス実行時においては、複数の傾斜磁場が同時に印加される場合が多い。例えば撮影時の傾斜磁場強度を G とし3軸同時に印加したとすると、1つの圧電素子30に印加する電圧は、その圧電素子30の重み付け量を k_x 、 k_y 、 k_z とすると、 $-G(k_x + k_y + k_z)/G_0$ となる。この電圧がシーケンサ7の信号の出力に基づくタイミングで印加される。

【0037】このようにシーケンサ7の情報を利用することにより、応答性に優れ、効果的に振動、騒音のキャンセルを行うことができる。

【発明の効果】以上の実施例からも明らかなように、本発明によればMRI装置の振動及び騒音の発生源である傾斜磁場コイルに、電磁力を検出或いは制御するためのエネルギー変換素子と、電磁波等を遮断するためのRFシールドとを配置し、エネルギー変換素子をRFシールドの外側に配置することにより、傾斜磁場コイルの内側に置かれる高周波コイルとエネルギー変換素子との好ましくない相互作用を防止し、エネルギー変換素子から発生するノイズによる画質の低下を防止するとともに、高周波コイルの高周波によるエネルギー変換素子への影響を排除し、効率よく傾斜磁場コイルの電磁力をキャンセルし、振動、騒音を抑制することができる。特にエネル

10

ギー変換素子として圧電素子を用いることにより、傾斜磁場コイルの変形の検出と電磁力による変形の抑制とを1種類の変換素子で構成でき、装置全体として低コスト化を図ることができる。更に変換素子の制御にシーケンサの傾斜磁場駆動情報を利用することにより、応答性よく、効果的に騒音、振動を抑制できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置の傾斜磁場コイルの一実施例の要部断面を示す図。

【図2】図1の傾斜磁場コイルの全体断面図。

【図3】本発明のMRI装置の傾斜磁場コイルの他の実施例の断面を示す図。

【図4】本発明のMRI装置における圧電素子の制御の一実施例を説明するブロック図。

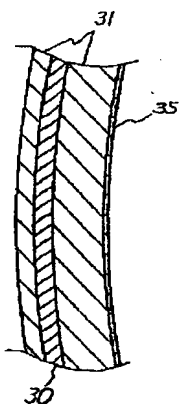
【図5】本発明のMRI装置における圧電素子の制御の他の実施例を説明するブロック図。

【図6】本発明のMRI装置の全体構成図。

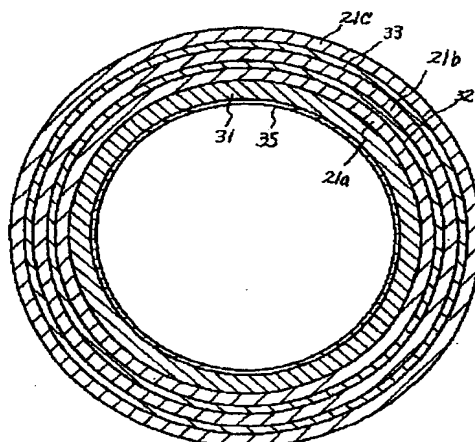
【符号の説明】

- 1 被検体(検査対象)
- 2 静磁場発生回路(静磁場発生手段)
- 3 傾斜磁場発生系(傾斜磁場発生手段)
- 6 信号処理系(画像再構成手段)
- 7 シーケンサ(制御手段)
- 8 CPU(画像再構成手段)
- 9 傾斜磁場発生コイル
- 14a、14b 高周波コイル
- 21a、21b、21c コイル導体
- 30 圧電素子
- 31 ポビン
- 35、35a、35b RFシールド
- 40 圧電素子
- 42a、42b 制御装置(変換素子制御手段)

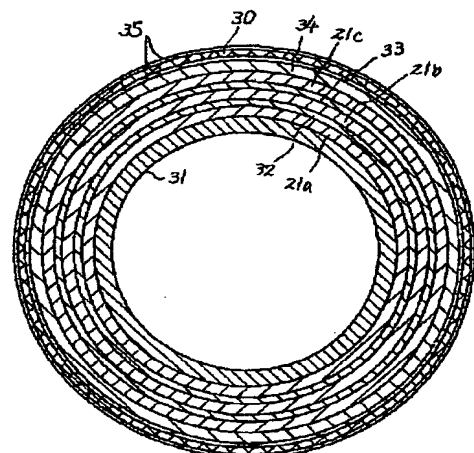
【図1】



【図2】

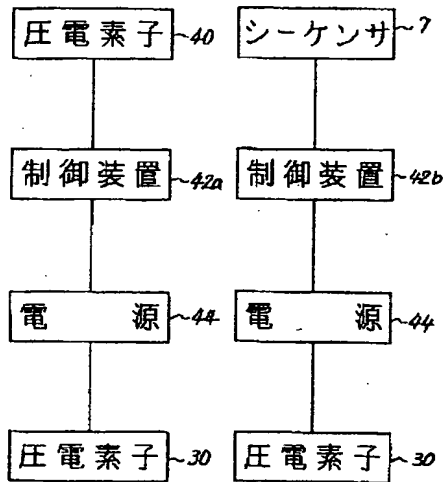


【図3】

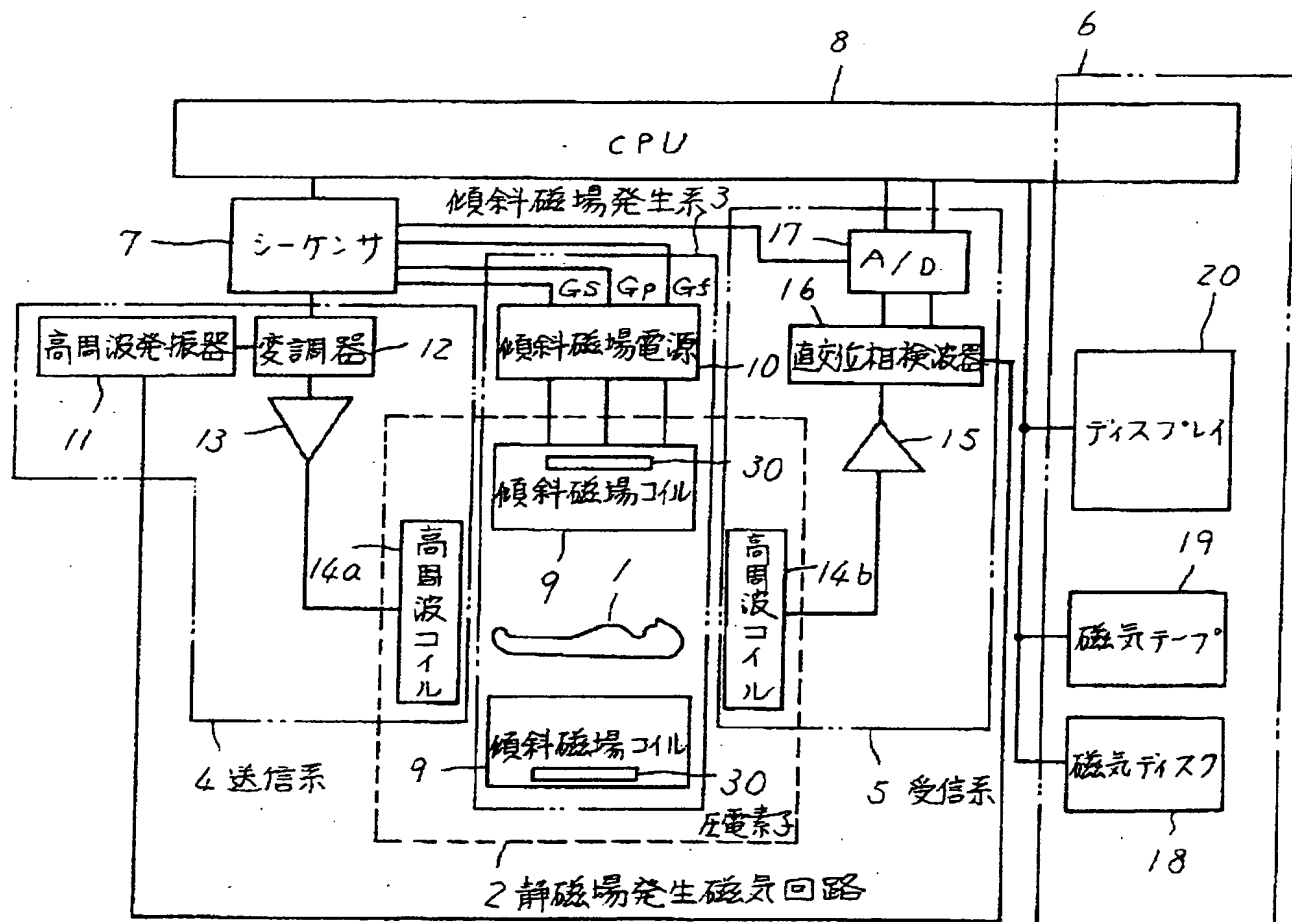


【図4】

【図5】



【図6】



(8)

特開平 8 - 5 2 1 2 3

フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁶

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

9307-2G

G 0 1 R 33/22